

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-279156

(43)Date of publication of application : 05.10.1992

(51)Int.Cl.

A61B 8/14
G01N 29/06
G02B 23/24
G06F 15/62
G09G 5/00
G09G 5/36

(21)Application number : 03-042079

(71)Applicant : ALOKA CO LTD

(22)Date of filing : 07.03.1991

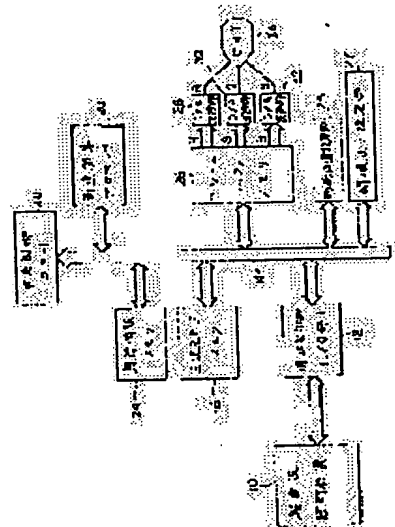
(72)Inventor : AKAHA MUTSUHIRO
MOCHIZUKI TAKESHI

(54) ULTRASONIC THREE-DIMENSIONAL IMAGE DISPLAY DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide an ultrasonic three-dimensional image display device by allowing the displaying of the surface of a display object in a stereoscopic black and white image and the displaying of a section of the display object in a B-mode cross-section image.

CONSTITUTION: An echo data of a three-dimensional area in an object to be inspected taken in is stored into a three-dimensional data memory 16. The echo data are compared with a specified threshold and the echo data corresponding to the cross section of the display object and that corresponding to the surface thereof are extracted. The echo data extracted are formed to be a B-mode section image and a stereoscopic black and white image, and both the images are displayed simultaneously.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11)特許番号

第2825358号

(45)発行日 平成10年(1998)11月18日

(24)登録日 平成10年(1998)9月11日

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	P I
A 6 1 B 8/14		A 6 1 B 8/14
G 0 1 N 29/06		G 0 1 N 29/06
G 0 6 T 1/00		G 0 9 G 5/00 5 1 0 Z
G 0 9 G 5/00 5/36	5 1 0	G 0 6 F 15/62 3 9 0 D

請求項の数1(全 10 頁)

(21)出願番号 特願平3-42079

(22)出願日 平成3年(1991)3月7日

(65)公開番号 特開平4-279156

(43)公開日 平成4年(1992)10月5日

審査請求日 平成5年(1993)5月21日

審判番号 平7-841

審判請求日 平成7年(1995)1月10日

(73)特許権者 999999999

アロカ 株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 赤羽 睦弘

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロ

カ株式会社内

(72)発明者 望月 剛

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロ

カ株式会社内

(74)代理人 弁理士 吉田 研二

合端体

審判長 安田 啓之

審判官 高橋 三成

審判官 小松 毅三

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波三次元画像表示装置

1

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】超音波の送受波により取り込まれた被検体内部三次元領域のエコーデータを格納する三次元データメモリと、

前記三次元領域に含まれる表示すべき物体の断面の位置を設定する断面位置設定手段と、

第一の閾値を設定する第一閾値設定手段と、

前記第一の閾値よりも大きい第二の閾値を設定する第二閾値設定手段と、

前記三次元データメモリから、各視線方向ごとに、前記設定された断面の位置にあるエコーデータを読み出し、それらの中から前記第一の閾値よりも大きいエコーデータを前記物体の断面のエコーデータとして抽出する断面抽出手段と、

前記三次元データメモリから、前記物体の断面のエコー

2

データが抽出されなかった各視線方向ごとに、前記設定された断面の位置よりも奥側にあるエコーデータを順次読み出し、前記第二の閾値よりも大きいエコーデータを前記物体の表面のエコーデータとして抽出する表面抽出手段と、

前記抽出された断面のエコーデータをBモード断面画像に形成する断面画像形成手段と、

前記抽出された前記物体表面のエコーデータの視点から見た奥行座標に応じて、前記物体表面を立体的濃淡画像に形成する表面画像形成手段と、

10 前記形成された断面画像及び表面画像を合成して表示する表示手段と、

を含み、

前記物体の断面のエコーデータに対しては、奥行座標に応じた立体的濃淡画像の処理を行わずにエコーレベルに

(19)【発行国】日本国特許庁(JP)

(12)【公報種別】特許公報(B2)

5 (11)【特許番号】第2825358号

(24)【登録日】平成10年(1998)9月11日

(45)【発行日】平成10年(1998)11月18日

(54)【発明の名称】超音波三次元画像表示装置

(51)【国際特許分類第6版】

10 A61B 8/14

G01N 29/06

G06T 1/00

G09G 5/00 510

5/36

15 【F1】

A61B 8/14

G01N 29/06

G09G 5/00 510 Z

5/36

20 G06F 15/62 390 D

【請求項の数】1

【全頁数】10

(21)【出願番号】特願平3-42079

(22)【出願日】平成3年(1991)3月7日

25 (65)【公開番号】特開平4-279156

(43)【公開日】平成4年(1992)10月5日

【審査請求日】平成5年(1993)5月21日

【審判番号】平7-841

【審判請求日】平成7年(1995)1月10日

30 (73)【特許権者】

【識別番号】999999999

【氏名又は名称】アロカ株式会社

【住所又は居所】東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)【発明者】

35 【氏名】赤羽 睦弘

【住所又は居所】東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 ア
ロカ株式会社内

(72)【発明者】

【氏名】望月 剛

40 【住所又は居所】東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 ア
ロカ株式会社内

(74)【代理人】

【弁理士】

【氏名又は名称】吉田 研二

45 【合議体】

【審判長】安田 啓之

【審判官】高橋 三成

【審判官】小松 徹三

(56)【参考文献】

50 【文献】特開 平2-196383(JP, A)

【文献】特開 平2-148278(JP, A)

【文献】特開 平2-1082(JP, A)

【文献】特開 昭62-169280(JP, A)

【文献】特開 平1-295373(JP, A)

55 【文献】メローニ図解医学辞典 1984. 10. 1 南
江堂 P51. P342, P430

60 (57)【特許請求の範囲】

【請求項1】超音波の送受波により取り込まれた被検体内部三次元領域のエコーデータを格納する三次元データメモリと、前記三次元領域に含まれる表示すべき物体の断面の位置を設定する断面位置設定手段と、第一の閾値を設定する第一閾値設定手段と、前記第一の閾値よりも大きい第二の閾値を設定する第二閾値設定手段と、前記三次元データメモリから、各視線方向ごとに、前記設定された断面の位置にあるエコーデータを読み出し、それらの中から前記第一の閾値よりも大きいエコーデータを前記物体の断面のエコーデータとして抽出する断面抽出手段と、前記三次元データメモリから、前記物体の断面のエコーデータが抽出されなかった各視線方向ごとに、前記設定された断面の位置よりも奥側にあるエコーデータを順次読み出し、前記第二の閾値よりも大きいエコーデータを前記物体の表面のエコーデータとして抽出する表面抽出手段と、前記抽出された断面のエコーデータをBモード断層画像に形成する断面画像形成手段と、前記抽出された前記物体表面のエコーデータの視点から見た奥行座標に応じて、前記物体表面を立体的濃淡画像に形成する表面画像形成手段と、前記形成された断面画像及び表面画像を合成して表示する表示手段と、を含み、前記物体の断面のエコーデータに対しては、奥行座標に応じた立体的濃淡画像の処理を行わずにエコーレベルに応じた断層画像処理を行って、前記物体の三次元画像表示を行うことを特徴とする超音波三次元画像表示装置。
詳細な説明

【発明の詳細な説明】

【0001】

90 【産業上の利用分野】本発明は、被検体内部三次元領域の超音波エコー情報を三次元的に表示する超音波三次元画像表示装置に関する。

【0002】

95 【従来の技術】超音波を被検体に送波して、被検体内から反射された反射波を受波し被検体内の断層画像を表示する超音波診断装置が知られており、医療の分野において活用されている。

100 【0003】ところで、近年、被検体内の三次元領域に超音波を送受波してエコーデータを取り込み、この取り込まれたエコーデータを濃淡画像に形成して表示する超音波三次元画像表示装置が提案されている。

【0004】そして、この超音波三次元画像表示装置では、被検体内部の三次元領域内における任意物体を空間的(立体的)に表現するために、一般的にオペレータか

ら見て物体の手前側の輝度を高くし、また、物体の奥側にいくに従って輝度を低くする白黒の濃淡表示が用いられている。

【0005】従って、このような超音波三次元画像表示装置によれば、従来の超音波診断装置では提供できなかった空間的情報を提供でき、医療におけるその実用化が要望されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した超音波三次元画像表示装置において、被検体内部の物体を白黒濃淡表示する場合においては、その物体の表面は濃淡画像で立体的に認識することが可能であるが、一方、物体の断面を見たい場合には、その断面自体も白黒濃淡表示が行われるため、断面領域内の輝度がほぼ同一となり明瞭な表示が行えないという問題があった。従って、従来の超音波診断装置のように、断面画像をBモード表示で明確に観察したいという要望があった。

【0007】発明の目的本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、表示される物体の表面は濃淡表示を行って立体的に表現し、物体の断面はBモード表示を行って鮮明な画像を形成することのできる超音波三次元画像表示装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波により取り込まれた被検体内部三次元領域のエコーデータを格納する三次元データメモリと、前記三次元領域に含まれる表示すべき物体の断面の位置を設定する断面位置設定手段と、第一の閾値を設定する第一閾値設定手段と、前記第一の閾値よりも大きい第二の閾値を設定する第二閾値設定手段と、前記三次元データメモリから各視線方向ごとに、前記設定された断面の位置にあるエコーデータを読み出し、それらの中から前記第一の閾値よりも大きいエコーデータを前記物体の断面のエコーデータとして抽出する断面抽出手段と、前記三次元データメモリから、前記物体の断面のエコーデータが抽出されなかった各視線方向ごとに、前記設定された断面の位置よりも奥側にあるエコーデータを順次読み出し、前記第二の閾値よりも大きいエコーデータを前記物体の表面のエコーデータとして抽出する表面抽出手段と、前記抽出された断面のエコーデータをBモード断層画像に形成する断面画像形成手段と、前記抽出された前記物体表面のエコーデータの視点から見た奥行座標に応じて、前記物体表面を立体的濃淡画像に形成する表面画像形成手段と、前記形成された断面画像及び表面画像を合成して表示する表示手段と、を含み、前記物体の断面のエコーデータに対しては、奥行座標に応じた立体的濃淡画像の処理を行わずにエコーレベルに応じた断層画像処理を行って、前記物体の三次元画像表示を行うことを特徴とする。

【0009】

【作用】上記構成によれば、断面抽出手段及び表面抽出手段によって、三次元データメモリの中から断面及び表

面に対応するエコーデータが抽出され、更に断面画像形成手段及び表面画像形成手段によって、それぞれ抽出されたエコーデータに基づいて、Bモード断層画像と立体的な白黒濃淡画像とが形成されることになる。

【0010】従って、例えば被検体内の特定臓器の全体像を表示しながら、その臓器の任意断面を表示することなどが可能であり、全体像と断面像との位置関係が容易に認識できると共に、物体を実際に切断したイメージに非常に近い表示となり、現実感が増し三次元的な把握が可能となる。

【0011】また、第一閾値設定手段及び第二閾値設定手段を設けることにより、被検体内の三次元領域における組織の状態に応じて、又は表示すべき物体の状態に応じて、適切な断面画像及び表面画像を形成することが可能となる。

【0012】本発明によれば、第一の閾値を利用した断面のエコーデータの抽出が先行して行われ、その断面のエコーデータが抽出されなかった場合に、次に、第一の閾値よりも大きい第二の閾値を利用した表面のエコーデータの抽出が行われる。断面のエコーデータは比較的強度が弱く、一方、表面のエコーデータは比較的強度が強いが、本発明によれば、そのような超音波エコーの特有の性質に合致したデータ探索を行うことができる。また、断面エコーデータの判定が先行して行われるので、データ処理を合理的に行うことができる。

【0013】

【実施例】以下、本発明の好適な実施例を図面に基いて説明する。図1には、本発明に係る超音波三次元画像表示装置の好適な実施例が示されている。

【0014】図において、超音波診断装置10は、被検体内の三次元領域に超音波を送波して、被検体内からの反射波を受波し、その受信信号（エコーデータ）を出力するものである。

【0015】ここで、超音波診断装置10におけるデータ取込みは、三次元データ取込み用超音波探触子が用いられており、その探触子に設けられた角度検出器により超音波ビームの方向や角度が検出可能となっている。

【0016】この超音波診断装置10からの受信信号、すなわち超音波のエコーデータは周辺制御部12を介して、更にバス14を介して三次元データメモリ16に格納される。ここで、三次元データメモリ16へのデータ書込みは、取り込まれた各エコー情報のその三次元位置に応じて、三次元データメモリ16の対応アドレスに格納される。すなわち、被検体内の三次元領域の各アドレスがこの三次元データメモリ16の各アドレスに対応している。

【0017】図において、18は中央制御ユニットであり、前記周辺制御部12及び前記三次元データメモリ16や後述する各デバイスを制御している。バス14に接続された高速演算プロセッサ20は、前記中央制御ユニット18にて制御され、後述する物体の断面・表面の抽出や断面画像及び表面画像の形成などの演算処理を行う

ものである。

【0018】また、バス14には、断面位置設定部25及び閾値B、 γ 設定部27がそれぞれ接続されている。断面位置設定部25は、表示すべき物体の断面の位置を設定するものであり、本実施例においては、ダイヤルによって任意に自在に可変できるように構成されている。また、閾値B、 γ 設定部27は、後述する閾値Bと閾値 γ との設定を行うものであり、本実施例においては、ダイヤルで構成され、自在にその値を可変できるように構成されている。

【0019】図において、バス14に接続された奥行情報メモリ24は、後述するように、表面画像を形成する際のその奥行情報を一時的に格納するものである。

【0020】そして、バス14に接続されたフレームバッファメモリ26は、前記高速演算プロセッサ20にて形成された表示される物体の画像情報、すなわち輝度情報を格納するものであり、このフレームバッファメモリ26には、表示される物体の表面画像及び断面画像の両方の輝度情報が格納される。

【0021】フレームバッファメモリ26の出力R、G、Bは、それぞれD/A変換部28、30、32に入力されている。そして、D/A変換された各データは、CRT34にて表示される。

【0022】次に、図2を用いて、三次元表示される物体Qの表面抽出原理について説明する。図2において、Pは物体Qを三次元表示するための仮想的な視点であり、この視点Pから物体Qを透視した線が視線Lである。このような場合の超音波のエコーデータが図2に50で示されている。この超音波のエコーデータ50から理解されるように、物体Q内の範囲ではエコーデータ50のレベルが高く、適切な閾値Bを設定することにより、B値以上のエコーデータ50から、物体Qの存在及びその表面位置を抽出することが可能である。次に、図3を用いて、物体Qの表面・断面判定原理について説明する。図3において、Wは、外部から入力指定された物体Qの断面位置を示しており、このWの位置は任意指定が可能である。

【0023】表面・断面判定原理について説明すると、まず、視線L1と断面Wとの交点であるA点のエコーデータを読み取り、このA点のエコーデータが設定された閾値Bより大きいと否かを判断する。つまり、A点のエコーデータが閾値Bより大きい場合には物体Qの断面位置のデータと判断する。

【0024】また、図3の視線L2で示すように、断面Wと視線L2との交点であるB点が物体Qの外部である場合、すなわちエコーデータが閾値Bより小さい場合には、視線L2に沿ってその判断対象となる点を順次移動させ、その移動毎にエコーデータと閾値Bとを比較し、物体Qの表面判定を行う。つまり、点Cでは、エコーデータが閾値Bを超えるため、物体Qの表面位置の判定を行うことが可能である。このように、視線Lと断面Wとの交点に位置するエコーデータの値を閾値Bと比較し、

また、エコーデータが閾値Bより小さい場合にはその視線Lに沿って順次エコーデータの比較を行うことにより、物体Qの表面及び断面の位置が判定可能である。

【0025】ここで、以上の説明では、エコーデータが閾値Bより小さい場合に、視線Lに沿って、視点Pと反対側方向に判定点を移動したが、視点Pの手前側に移動させてもよく、断面の位置や物体Qの形状に合わせて適宜に適用し得る。

【0026】ところで、閾値Bのみにより断面抽出を行うと、比較的エコー強度の弱いエコーデータが排除されてしまい、精度の良い断面画像を形成できないという問題がある。つまり、閾値Bは取り込まれた三次元領域の全てにわたって一義的に設定されるため、本来エコー強度の弱いエコーデータを表示したい断面画像においてもそのようなエコーデータが排除され、この結果精度の良い断面画像を形成することができない。そこで、本実施例においては、図4に示すように、もう一つの閾値として断面W上でのみ有効な、換言すれば断面画像形成においてのみ有効な閾値 γ が設定されている。そして、物体Qの断面画像形成時には、その断面W面内におけるエコーデータが閾値 γ と比較され、その閾値 γ 以上のエコーデータによって断面画像（Bモード断面画像）が形成されるのである。このように、二つの閾値をもってエコーデータの抽出を行うことにより、おおまかな物体の表示画像と微細な断面像とを合成して同時に提供することが可能となる。

【0027】次に、図5を用いて、本発明に係る超音波三次元画像表示装置の表示画像の形成工程について説明する。

【0028】図5において、ステップ101では、超音波診断装置10を用いて被検体内部に超音波を送波し、被検体内部からの反射波を受波し、超音波のエコーデータを取り込む。そして、これとほぼ同時に、ステップ102では、ステップ101で取り込まれたエコーデータを三次元データメモリ16に書き込む。

【0029】ステップ103では、断面位置設定部25を用いて、表示すべき物体の断面の位置を入力指定するとともに、閾値B、 γ 設定部27を用いて、二つの閾値B、 γ の指定が行われている。この閾値の設定は、診断すべき組織に応じて適宜に定めることが好適である。

【0030】ステップ104では、図3で説明した断面・表面の判定が行われ、その判定結果に従って、三次元データメモリ16からそれぞれ断面及び表面に対応するエコーデータが抽出される。そして、ステップ105で、前記ステップ104で抽出されたデータが断面のものであればステップ106に移行し、一方、前記抽出されたデータが表面のものであればステップ107に移行する。

【0031】ステップ106では、抽出されたデータから断面画像（Bモード表示画像）が形成される。すなわち、その断面内のエコーデータの大きさに輝度を対応させて断面画像を形成する。

【0032】一方、ステップ107では、抽出されたエ

コーデータから表面画像、すなわち視点Pからの距離に依存した濃淡画像処理が行われる。つまり、表示される物体に対してオペレータから見て手前側で輝度が高く（明るく）、奥側で輝度が低く（暗く）なるように物体の表面が濃淡画像に処理される。

【0033】そして、ステップ108で、それぞれステップ106及びステップ107で形成された画像がフレームバッファメモリ26に格納される。

【0034】ステップ109では、前記フレームバッファメモリ26に格納された画像データが、CRT34に表示される。図7には、参考として、CRT34にて表示される物体Qの表示例が示されている。ここにおいて、物体Qの断面はBモード表示（グレースケール表示）で表示されており、物体Qの表面は、オペレータからの遠近に合せて濃淡表示が行われている。

【0035】次に、図6を用いて、図5で説明したステップ104～ステップ108（図5にAで示す）の具体的な処理例について説明する。

【0036】図6において、まず、ステップ201では、図3で説明した視線Lと断面Wとの交点の位置が計算される。

【0037】ステップ202では、ステップ201で求められた交点のエコーデータが三次元データメモリ16から読み出される。

【0038】そして、ステップ203では、前記ステップ202で読み出されたデータXが図4で説明した閾値 γ より大きいかなんが判断されている。ここで、エコーデータXが閾値 γ より大きい場合、すなわち断面のエコーデータであると判断された場合には、ステップ204に移行する。

【0039】このステップ204では、前記エコーデータXをフレームバッファメモリ26に書き込むために輝度データに変換する。なお、三次元データメモリ16において、その格納されている各エコーデータがそのまま輝度データとして用いることができる場合であれば、このステップ204の工程は行わなくてもよい。ステップ205では、ステップ204で変換された輝度データがフレームバッファメモリ26に格納される。

【0040】そして、ステップ206では、物体Qに対して全ての断面・表面画像処理が終了したかなんが判断され、終了していない場合はステップ213で視線Lを1つ隣りに移動させ、上述したステップ201からの工程が繰り返される。

【0041】一方、ステップ203で、エコーデータXが閾値 γ より小さい、すなわち物体Qの範囲外であると判断された場合には、ステップ207に移行する。

【0042】このステップ207では、視線L上の次のエコーデータXが三次元データメモリ16から読み出される。つまり、図3で説明したように、物体の表面位置を求めるためである。そして、ステップ208では、ステップ207で読み出されたエコーデータXが閾値 θ より小さいかなんが判断されている。ここで、エコーデ

ータXが閾値 θ より小さい場合には、物体Qの表面のエコーデータではないので、ステップ207に移行し次のデータが読み出される。

【0043】一方、ステップ208でエコーデータXが閾値 θ より大きいと判断された場合、すなわち物体Qの表面のエコーデータであると判断された場合にはステップ209に移行する。

【0044】ステップ209では、後述するステップ211で視点Bからの距離に合わせて各エコーデータを輝度データに変換するために、視点PとエコーデータXの位置との距離（奥行）の情報が奥行情報を格納する奥行情報メモリ24に格納される。ここで、奥行情報メモリ24へのデータの格納は、実際に表示される画像の各画素の位置に対応したアドレスへ奥行情報を書き込むことにより行われる。

【0045】そして、ステップ210では、物体Qに対して全ての表面・断面判定が行われたかなんが判断され、判定が終了していない場合には、ステップ214で視線Lを1つ隣りに移動し、ステップ201からの工程が再び繰り返される。

【0046】そして、ステップ210で物体Qの全ての表面に対応する奥行データが奥行情報メモリ24に格納されたと判断されると、ステップ211に移行する。

【0047】このステップ211では、奥行情報メモリ24から格納された各奥行データが読み出され、その奥行情報の大きさ、すなわち視点Pからの距離に従って輝度データに変換される。

【0048】そして、ステップ212では、ステップ211で処理された各輝度データがフレームバッファメモリ26に格納される。

【0049】従って、ステップ206及びステップ212が終了した際には、フレームバッファメモリ26には、表示される画像全域の輝度情報が格納されることになる。以上のように、この超音波三次元画像表示装置によれば、被検体内部の所望の物体の表面像と断面像とを同時に表示することができるので、例えば患部の位置や大きさなどを空間的に容易に認識でき、その診断精度を向上させることが可能である。

【0050】そして、更に表示される物体における断面位置を順次移動させて表示を行うことや、例えば物体の表面を着色して色相変化により遠近感を表現し、更には逆にBモード断層画像に着色して、いかにも切開したかのように表示することなど多様な表示形態を取り得ることが可能である。

【0051】

【発明の効果】以上説明したように、本発明に係る超音波診断三次元画像表示装置によれば、三次元的に表示される物体の表面を濃淡表示し、物体の断面をBモード表示することができるので、物体全体とその断面との位置関係を容易に認識させることができる。

【0052】また、表示される物体が、その物体を実際に切断して見たイメージに近い表示となり、現実感が増

し、例えば物体内部の腫瘍などの三次元的な認識を向上させることができるという効果を有する。

【0053】更に、第一閾値設定手段及び第二閾値設定手段を設けることにより、断面画像のエコーデータと表面画像のエコーデータとをそれぞれ独立したレベル条件で抽出できるので、診断部位に応じた適切な画像形成を行えるという効果を有する。特に、断面画像における精度が要求される場合には、表面画像を保存したままで、断面画像におけるエコーデータの輝度を増減できるので、

適切な患部の把握が行えるという効果を有する。

図の説明

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る超音波三次元画像表示装置の構成を示すブロック図である。

【図2】表示される物体の表面の抽出原理を示す説明図である。

【図3】表面・断面の判定原理を示す説明図である。

【図4】断面W内におけるエコーデータの抽出を示す説明図である。

【図5】画像形成のフローチャート図である。

【図6】図5に示す工程範囲Aの具体的処理工程例を示すフローチャート図である。

【図7】表示例を示す概念図である。

【符号の説明】

10 超音波診断装置

16 三次元データメモリ

20 高速演算プロセッサ

24 奥行情報メモリ

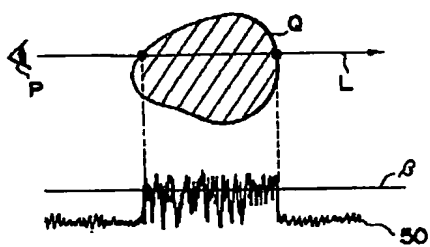
25 断面位置設定部

26 フレームバッファメモリ

図面

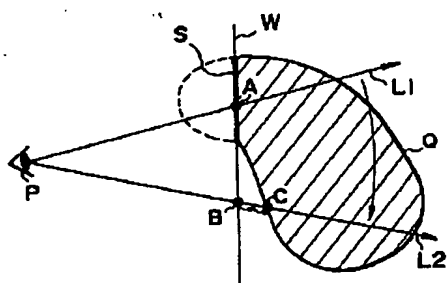
【図2】

図2 表面抽出



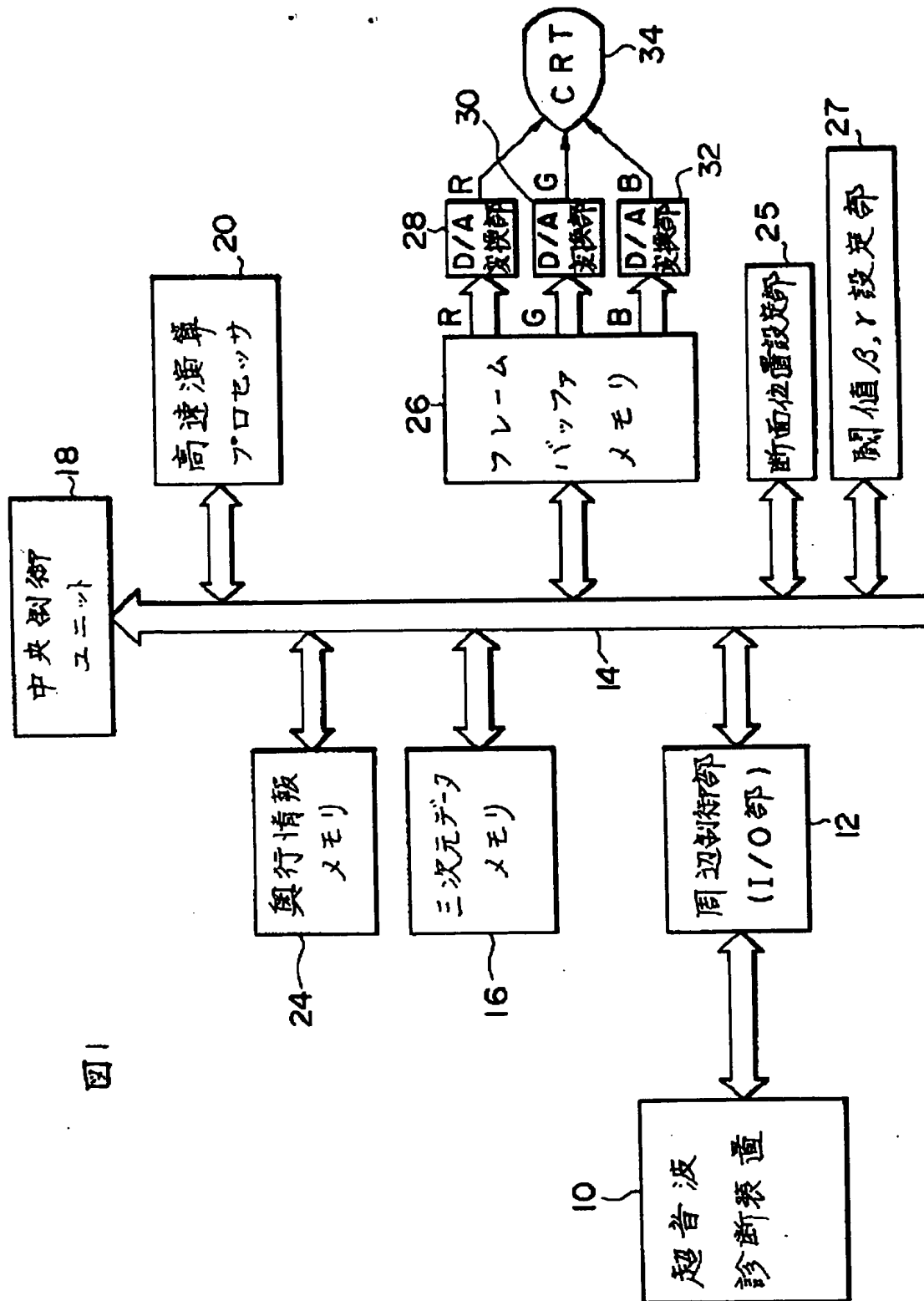
【図3】

図3 表面・断面判定



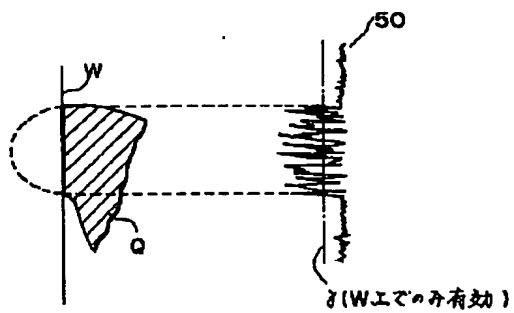
【図1】

図1



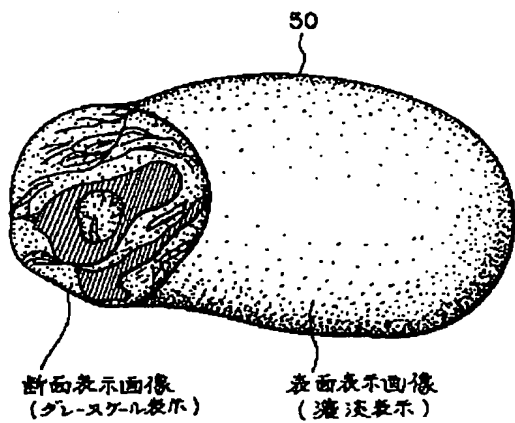
【図4】

図4 断面内エコーデータ抽出



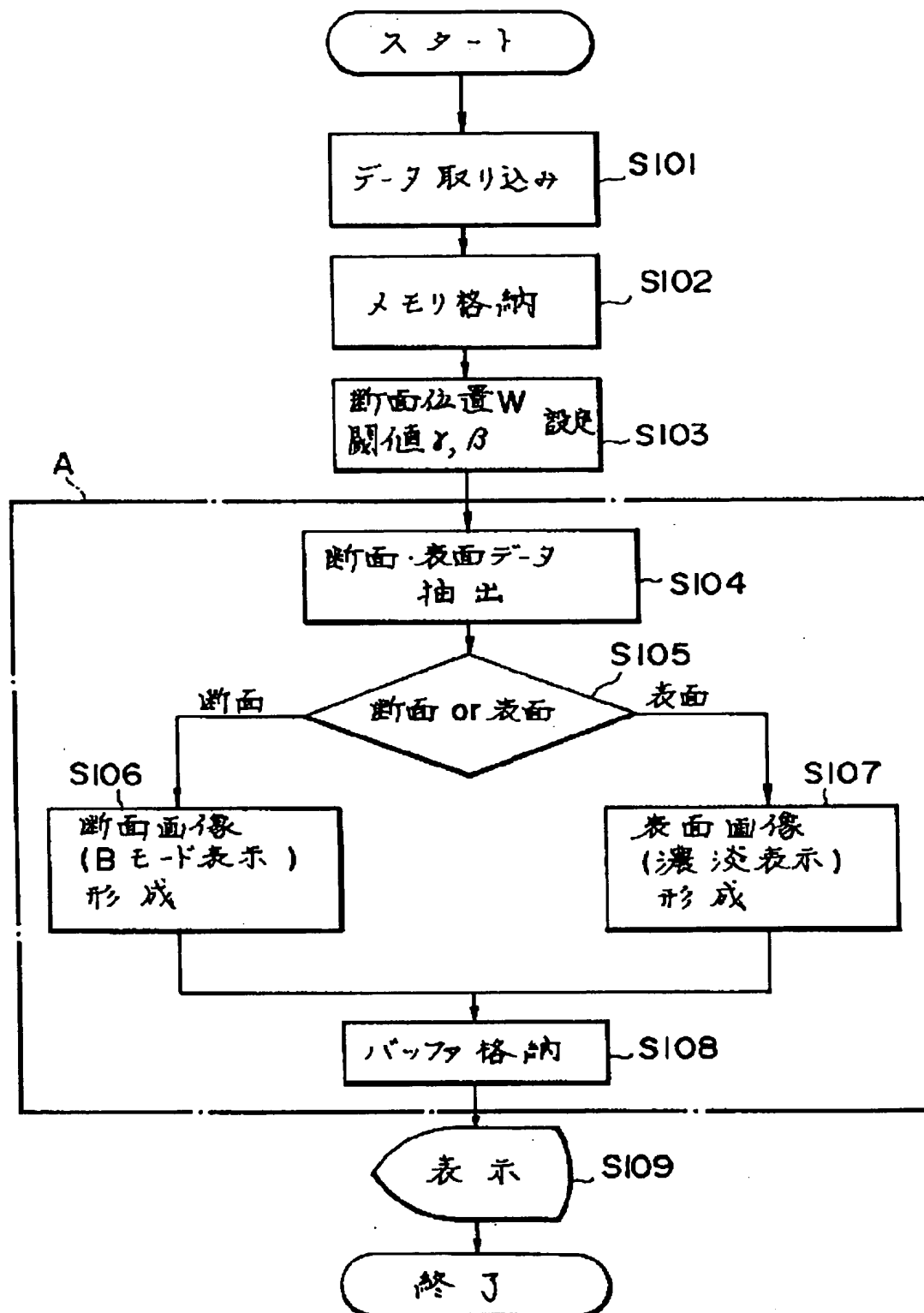
【図7】

図7



【図5】

図5



【図6】

図6

